



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 100 51 370.0
Anmeldetag: 17. Oktober 2000
Anmelder/Inhaber: BrainLAB AG, Kirchheim b München/DE
Bezeichnung: Verfahren und Vorrichtung zur exakten
Patientenpositionierung in der Strahlen-
therapie und Radiochirurgie
IPC: A 61 N, A 61 B

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 26. Juli 2001
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Ebert

Anwaltsakte: 45 587 X

Anmelder: BrainLAB AG

Verfahren und Vorrichtung zur exakten Patientenpositionierung in der Strahlentherapie und Radiochirurgie

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur exakten Positionierung eines Patienten in der Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie.

In der Strahlentherapie und der Radiochirurgie wurden in letzter Zeit große Fortschritte in der Dosisplanung erzielt. Es wird angestrebt, die Behandlung immer weiter in Richtung der Radiochirurgie zu verlegen, d.h. mit hohen Strahldosen zu arbeiten, die bei wenigen und vorzugsweise nur bei einer einzigen Strahlenbehandlung auf ein Zielvolumen aufgebracht werden, also beispielsweise auf einen Tumor. Obwohl die Dosisplanung, wie erwähnt, relativ gute Erfolge zeigt, steht der Verwendung von hohen Dosen, die in einer einzigen oder in wenigen Fraktionen verabreicht werden, oftmals die Tatsache im Wege, dass der Patient bzw. der zu bestrahlende Körperabschnitt, nur relativ ungenau positioniert werden kann. Um größere Schädigungen des gesunden Gewebes zu vermeiden, wird deshalb in den überwiegenden Fällen auf die konventionelle fraktionierte Strahlentherapie zurückgegriffen werden, bei der eine wiederholte Bestrahlung mit geringen Dosen appliziert wird.

Um die Positionierung zu verbessern behilft man sich derzeit noch eines sehr ungenauen "manuellen" Verfahrens. Dabei wird am Linearbeschleuniger ein Röntgenbild eines Patienten-Körperabschnittes erstellt. Dieses Bild wird mit einem zuvor am Simulator (Röntgengerät mit identischer Geometrie wie der Linearbeschleuniger) aufgenommenen Referenz-Röntgenbild verglichen. Nunmehr wird von dem behandelnden Arzt ein Vergleich des Röntgenbildes und des Simulator-Bildes beispielsweise an einem Lichtkasten vorgenommen. Dabei wird mit einem Lineal der Positionierungsfehler zwischen der tatsächlichen Patientenlage und der Soll-Lage ermittelt und der Patient wird daraufhin entsprechend verschoben. Bestenfalls steht dem Arzt noch ein Zentralstrahl-Kreuz und/oder die Kontur der äußeren Feldgrenzen in beiden Bildern als Anhaltspunkt zur Verfügung. Die Feldgrenzen könne z. B. durch Bleiblöcke bzw. verfahrbare Strahlblenden definiert sein. Auch beim Vergleich mit DRRs

(virtuelle aus einem dreidimensionalen Bilddatensatz ermittelte "Simulatorbilder") statt mit wirklichen Simulatorbildern ändert sich dieses Verfahren nicht.

Nachteiligerweise ist diese Art der Patientenpositionierung schon aus den folgenden Gründen ungenau:

Die Bilder sind projektiv und daher nicht im Originalmaßstab. (Es existiert kein einheitlicher Abbildungsmaßstab.)

Das "manuelle" Ablesen der benötigten Verschiebung ist ungenau.

Eine dreidimensionale räumliche Verschiebung ist aus zweidimensionalen Bildern ohne Computerunterstützung nur bedingt möglich und erfordert viel Erfahrung des Benutzers.

Aus der US-A-5,901,199 ist ein iteratives Verfahren zum Ausrichten von Therapie-Strahlen auf ein Behandlungsziel bekannt. Hierbei werden diagnostische Computertomographiedaten verwendet, mit Hilfe derer eine Vielzahl von rekonstruierten Röntgenbildern, so genannten DRRs (Digitally Reconstructed Radiographs) erzeugt werden. Diese DRRs werden so lange erstellt und immer wieder mit einem vor Ort aufgenommenen Röntgenbild verglichen, bis eines gefunden ist, welches eine ausreichende Übereinstimmung zeigt. Mit Hilfe der dabei erhaltenen Daten wird dann die Position des Behandlungsgerätes bzw. Behandlungsstrahls so korrigiert, dass der Strahl das Behandlungsziel trifft.

Nachteilig bei diesem Verfahren ist der hohe Rechenaufwand, da anfangs wahllos solche DRRs erzeugt werden müssen und der Vergleich sehr vieler DRRs mit dem tatsächlichen Röntgenbild vorgenommen werden muss. Insbesondere bedarf es der Auffindung eines "intelligenten" Algorithmus, um sich für jeden Körperabschnitt und für alle Patienten geltend in überschaubarer Zeit dem passenden DRR anzunähern.

Grundsätzlich ist es ferner bekannt, in einem Behandlungsraum vor Ort Röntgenaufnahmen zu erstellen, um die dadurch gewonnenen aktuellen Informationen über die Lage von Behandlungszielen und deren Umgebung in den Behandlungsablauf zu integrieren. Bei Bestrahlungsbehandlungen werden dabei regelmäßig zwei fest montierte Röntgenquellen seitlich oberhalb des Patienten verwendet, sowie zwei fest installierte Bildaufnehmer, z. B. eingelas-

sen im Boden des Behandlungssaales, also für jede Röntgenquelle ein separater Bildaufnehmer. Diese Systeme sind unflexibel und apparateaufwendig, und deshalb auch teuer.

Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie vorzuschlagen, bei dem die obigen Nachteile des Standes der Technik nicht mehr auftreten. Insbesondere soll eine größere Flexibilität bei der Bilderstellung und ein kostengünstiges System geschaffen werden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch ein Verfahren zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit den folgenden Schritten gelöst:

- a) der Patient wird gegenüber einem Linearbeschleuniger möglichst genau vorpositioniert,
- b) mindestens zwei Röntgenaufnahmen des Patienten bzw. eines seiner Körperteile in der Umgebung des Bestrahlungszielpunktes werden aus jeweils unterschiedlichen Aufnahmewinkeln auf einem einzigen Bildaufnehmer erstellt,
- c) die Röntgenaufnahme wird räumlich lokalisiert,
- d) mindestens ein jeder Röntgenaufnahme, insbesondere isozentrisch, entsprechendes, aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz stammendes rekonstruiertes Bild wird erstellt,
- e) das rekonstruierte Bild und die Röntgenaufnahmen werden überlagert und anhand bestimmter Landmarken, des Intensitätsverlaufs oder der Konturen in beiden Bildern wird der Positionsfehler elektronisch bzw. computergesteuert ermittelt, und
- f) die Lage des Patienten wird anhand des ermittelten Positionierungsfehlers korrigiert.

Die Vorteilhaftigkeit der vorliegenden Erfindung beruht unter anderem auf der Tatsache, dass die Röntgenaufnahmen auf einem einzigen Bildaufnehmer erstellt werden. Dadurch wird die Gesamtkonstruktion naturgemäß kostengünstiger und gewinnt vor allem an Flexibilität, weil ein einziger Bildaufnehmer in sehr viel einfacherer Weise gerade dort platziert werden kann, wo er am günstigsten positioniert ist. Insbesondere kann er auch mobil bereitgestellt werden, was dem gesamten Verfahren zusätzliche Möglichkeiten in der Aufnahmetechnik eröffnet. Ferner bietet eine erfindungsgemäße vorgeschlagene Repositionierung einen sehr schnellen

und einfachen Weg, zu einer sehr exakten Zielbestrahlung zu gelangen. Die elektronische bzw. computergesteuerte Ermittlung des Positionsfehlers erhöht die Genauigkeit gegenüber manuellen Verfahren erheblich. Die räumliche Lokalisation der Röntgenaufnahme gestattet es, schon diesen Eingangswert mit ausreichender Genauigkeit in die Auswertung aufzunehmen, so dass auch von dieser Seite her Fehler und Verzögerungen bei der Repositionierung vermieden werden.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens werden die Röntgenaufnahmen im definiert gegenüber der Vorpositionierung versetzten Positionen außerhalb des Bestrahlungsbereiches des Linearbeschleunigers erstellt, wobei die rekonstruierten Bilder mit demselben Versatz erstellt werden. Damit kann erreicht werden, dass der Bildaufnehmer für die Röntgenaufnahmen grundsätzlich außerhalb des Primärstrahles des Linearbeschleunigers positioniert wird. Bei der Lagekorrektur des Patienten wird der definierte Versatz dann zusammen mit dem Positionierungsfehler kompensiert.

Im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens besteht die Möglichkeit, die Röntgenaufnahmen auf einem horizontal im Raum angeordneten Bildaufnehmer im schrägen Winkel zu erstellen und auf je eine definierte Normalebene rückzuprojizieren, wobei die dazugehörigen rekonstruierten Bilder ebenfalls in diesen Normalebenen erstellt werden. Solche Bilder in der Normalebene leiden nicht an Verzerrungen und sind deshalb visuell einfacher zu interpretieren.

Bevorzugt erfolgt bei einem erfindungsgemäßen Verfahren die Vorpositionierung mittels eines Computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystems mit Hilfe künstlicher, insbesondere reflektierender Markeranordnungen an dem Patienten und an den Behandlungseinrichtungen. Ein solches Navigations- und Trackingsystem kann alle notwendigen Positionserfassungen bei der Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens übernehmen und entsprechende Informationen beispielsweise auf einem Computerbildschirm ausgeben.

Die Vorpositionierung kann aber auch über Hautmarkierungen am Patienten, über natürliche Landmarken oder Lasermarkierungen erfolgen.

Die Überlagerung der Röntgenaufnahmen und der rekonstruierten Bilder kann erfindungsgemäß anhand von natürlichen, in den Röntgenaufnahmen und den rekonstruierten Bildern vorhandenen Strukturen, insbesondere Knochenstrukturen, durchgeführt werden. Andererseits oder in Kombination hiermit kann die Überlagerung der Röntgenaufnahmen und der rekonstruierten Bilder anhand von künstlichen, in den Röntgenaufnahmen und den rekonstruierten Bildern vorhandenen Strukturen durchgeführt werden, insbesondere anhand von implantierten Markern, bevorzugt Goldkugeln.

Bei einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgt die Überlagerung der Röntgenaufnahme und des rekonstruierten Bildes durch ein vom Benutzer gesteuertes Markieren und Übereinanderschieben auf einem Computerbildschirm (z. B. mit Maus, Keyboard, Touch-Screen, Joystick, etc.). Andererseits kann die Überlagerung der Röntgenaufnahme auf des rekonstruierten Bildes auch durch eine rechnergesteuerte, automatische Bildfusion erfolgen.

Bei bevorzugten Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens werden das rekonstruierte Bild bzw. die rekonstruierten Bilder erstellt als:

- Digitally reconstructed Radiographs (DRRs),
- Digitally Composited Radiographs (DCRs),
- MIP-Images,

oder als jedwede zweidimensionale Bildrekonstruktion aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz.

Die Lage des Patienten kann, insbesondere bei der Korrektur des Positionierungsfehlers aber auch bei allen anderen Lageveränderungen durch die Verschiebung des Patiententisches verändert werden, insbesondere automatisch angesteuert und korrigiert durch ein computer- und kameragesteuertes Navigations- und Trackingsystem mit Markern am Patienten und am Patiententisch. Natürlich kann die Lage des Patienten auch durch eine manuelle Tischansteuerung korrigiert werden.

Gemäß einer vorteilhaften Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens wird bei der Erstellung der Röntgenaufnahmen aus den unterschiedlichen Aufnahmewinkeln jeweils aus

jedem Winkel eine Vielzahl von Bildern über einen Atemzyklus erstellt und dabei wird die atemabhängige Bewegung von am Patienten oder in der Nähe des Bestrahlungsziels angebrachten Markierungen von einem computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystem erfasst und zu der in den Bildern direkt bzw. indirekt (z.B. durch implantierte Marker) sichtbaren dynamischen Zielpunktverschiebung in Referenz gesetzt. Die atemabhängige Bewegung des Bestrahlungsziels wird zurückgerechnet, um die Atmungskompensation während der Bestrahlung zu ermöglichen.

Die Erfindung betrifft weiterhin eine Vorrichtung zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit:

- a) mindestens zwei Röntgenquellen mit denen Röntgenaufnahmen des Patienten bzw. eines seiner Körperteile in der Umgebung des Bestrahlungszielpunktes aus jeweils unterschiedlichen Aufnahmewinkeln erstellt werden können,
- b) einer Einrichtung mit der die Röntgenaufnahme räumlich lokalisiert werden kann,
- c) einer Einrichtung mit der mindestens ein jeder Röntgenaufnahme entsprechendes, aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz stammendes rekonstruiertes Bild erstellt werden kann,
- d) einer Einrichtung mit der die rekonstruierten Bilder und die Röntgenaufnahmen überlagert werden, wobei anhand bestimmter Landmarken bzw. des Intensitätsverlaufs oder der Konturen in beiden Bildern der Positionsfehler elektronisch bzw. computergesteuert ermittelt wird, und
- e) einer Einrichtung, mit der die Lage des Patienten gegenüber einem Linearbeschleuniger anhand des ermittelten Positionierungsfehlers korrigiert wird,

wobei

- f) die Vorrichtung nur einen einzigen Bildaufnehmer aufweist, mit dem die Röntgenaufnahmen beider Röntgenquellen erstellt werden.

Die Vorteile der Verwendung eines einzigen Bildaufnehmer sind oben schon beschrieben worden. Der Bildaufnehmer kann Bildverstärker oder Detektor sein, der insbesondere amorphes Silizium aufweist.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist der Bildaufnehmer an einem Träger für eine bewegbare Patientenliege positioniert. Somit kann auf einen festen Einbau eines oder mehrerer Bildaufnehmer im Boden des Behandlungssaals verzichtet werden, wodurch sich eine sehr hohe Flexibilität ergibt. Der Behandlungssaal kann nämlich ohne weiteres auch für andere Anwendungen genutzt werden, ohne störende Bildaufnehmer im Boden. Außerdem ist ein an einem Träger für eine bewegbare Patientenliege positionierter Bildaufnehmer sehr viel leichter zugänglich und kann deshalb auch einfacher gewartet werden. Der Bildaufnehmer kann zusammen mit der Patientenliege und dem Träger in vertikaler Richtung verfahrbar sein, während er horizontal ortsfest angeordnet ist. Mit anderen Worten kann die Patientenliege in horizontaler Richtung unabhängig von dem Bilddetektor bewegt werden. Wenn in diesem Fall die beiden Röntgenquellen jeweils seitlich über eine Patientenliege angeordnet sind, insbesondere an der Raumdecke befestigt sind, kann damit durch eine seitliche Verschiebung der Patientenliege bei in dieser Richtung ortsfest verbleibendem Bildaufnehmer sichergestellt werden, dass auch bei Bestrahlungszielen, die an den Seiten des Patientenkörpers liegen, immer ein Abbild des Bestrahlungsziels auf dem Bildverstärker erscheint und zwar an einer im wesentlichen mittigen Position des Bildaufnehmers.

Grundsätzlich besteht aber auch die Möglichkeit, die beiden Röntgenquellen jeweils seitlich unter einer Patientenliege anzuordnen, wobei der Bildaufnehmer dann oberhalb der Patientenliege zu positionieren ist.

Die Erfindung wird im Weiteren anhand der beiliegenden Zeichnungen, die bevorzugte Ausführungsformen darstellen, näher erläutert. Es zeigen:

- | | |
|-----------------|---|
| Figur 1 | eine erfindungsgemäße Bestrahlungsvorrichtung bei einem Kalibrierungsvorgang; |
| Figur 2 | zwei Abbilder eines Kalibrierungsphantoms (Röntgenaufnahmen des Kalibrierungsphantoms); |
| Figur 3 | ein Kalibrierungsphantom; |
| Figur 4 | die Bestrahlungsvorrichtung bei der Erstellung von Röntgenaufnahmen eines Patienten; |
| Figuren 5 und 6 | die Erstellung von Röntgenaufnahmen eines Patienten in zwei verschie- |

- Figur 7 denen Aufnahmepositionen;
 das Schema für eine Rückprojizierung einer Röntgenaufnahme in eine
 Normalebene; und
 Figur 8 eine schematische Darstellung der Erzeugung zweier rekonstruierter
 Bilder.

Unter Bezugnahme auf die oben angesprochenen Figuren werden nunmehr diejenigen Komponenten der erfindungsgemäßen Vorrichtung beschrieben, die zur Durchführung der hier beschriebenen bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens benötigt werden. Die Vorrichtung weist zwei an der Decke eines Bestrahlungsraumes montierte Röntgenröhren 2, 3 auf, die optional bei anderen Ausführungen auch im oder am Boden befestigt sein können.

Ferner wird ein Röntgendetektor 6 (Bildaufnehmer) aus amorphem Silizium bereitgestellt, der an einem Träger 5 für eine Patientenliege 4 befestigt ist. Der Röntgendetektor 6 kann sich in vertikaler Richtung mit dem Träger 5 bewegen, in horizontaler Richtung kann die Patientenliege 4 aber unabhängig vom Detektor 6 bewegt werden. Bei anderen Ausführungsformen kann der Detektor aus einem anderen Material bestehen oder ein konventioneller Bildverstärker sein; auch kann er am Boden oder an der Decke befestigt sein, je nach Lage der Röntgenröhren.

Ferner umfasst die Vorrichtung ein Infrarot-Trackingsystem mit Kameras 8, 9 zum Verfolgen von passiven Markern 10, 13 (Figur 3 und Figur 7), wobei grundsätzlich der Einsatz eines jedweden Trackingsystems zum Verfolgen von Markern oder Konturen denkbar ist. Das Computersystem zur Steuerung des Trackingsystems, der Röntgenquellen 2, 3, des Detektors 6 und optional des Patiententisches und insbesondere der Gantry des Linearbeschleunigers 1 ist vorhanden, jedoch in den Zeichnungen nicht dargestellt.

Ferner steht ein Röntgen-Kalibrierphantom 7 zur Verfügung, mit sowohl röntgensichtbaren Markierungen 11, 12 auf mehreren Ebenen als auch mit Markierungen 10, die vom Trackingsystem erfasst werden können. Optional kann dem System auch über die Stellung der Patientenliege 4 und einem definiert auf der Liege 4 platzierten Phantom die Lage des Phantoms

mitgeteilt werden.

Zusätzlich kann das System ein nicht dargestelltes Isozentrumsphantom aufweisen, mit dessen Hilfe und unter Einbeziehung des Trackingsystems dem Computersystem die Raumlage des Isozentrums des Linearbeschleunigers 1 mitgeteilt wird.

Bei einer alternativen Ausführungsform können alle Positionen, die vom Trackingsystem erfasst werden auch aus einem Patiententisch mit integrierter Positionsanzeige (elektronisch) ausgelesen werden. Damit können umgekehrt auch ohne Trackingsystem bestimmte Positionen angefahren werden, wobei im diesem Fall das Röntgen-Kalibrierphantom 7 während der Kalibrierung exakt auf einer definierten Markierung liegen muss. Außerdem sollte noch eine Festlegungseinrichtung für den Patienten bereitstehen, beispielsweise Gummispanner oder eine Vakuumeinrichtung.

Die Erfindung wird im Weiteren anhand eines erweiterten Positionierungsablaufes unter Bezugnahme auf alle Figuren für ein Ausführungsbeispiel erläutert. In der Vorbereitung wird ein dreidimensionaler Bilddatensatz (zum Beispiel eine Serie von Computertomographiebildern) für einen Patienten aufgenommen, wobei darauf zu achten ist, dass die zu bestrahlende Region erfasst wird. Dieser Bilddatensatz wird an ein Bestrahlungsplanungssystem übertragen. Mit Hilfe des Bestrahlungsplanungssystems wird die Sollposition des Bestrahlungszielpunktes definiert (später während der Bestrahlung sollte der auf diese Weise definierte Bestrahlungszielpunkt im Strahlenfokus des Linearbeschleunigers (= Isozentrum) liegen). Bild- und dazu in Referenz stehende Bestrahlungszielpunkt-Information werden an das Positionierungssystem übertragen, wobei optional die Definition von mehreren Zielpunkten möglich sein soll, welche danach sequentiell abgearbeitet werden.

Nunmehr erfolgt ein Kalibrierungsschritt für die Vorrichtung. Dieser Kalibrierungsschritt muss nicht vor jeder Behandlung durchgeführt werden, sondern nur, wenn der Verdacht besteht, dass sich die relative Lage der Röntgenquellen verändert hat.

Bei der Kalibrierung wird zunächst das Kalibrierphantom 7 direkt auf den Detektor 6 gelegt. Die Lage des Phantoms 7 im Raum wird über das Trackingsystem und die am Phantom 7 an-

gebrachten Trackingmarker 10 erfasst. Nunmehr werden, ohne das Phantom zu bewegen, zwei Röntgenbilder, die in Figur 2 ersichtlich sind (ein Bild pro Röntgenquelle) aufgenommen und in das Computersystem eingelesen. Im Computersystem werden dann die Projektionen aller röntgensichtbaren Marker in beiden Röntgenbildern automatisch mit Hilfe einer Bildverarbeitungssoftware detektiert; optional kann auch eine manuelle Detektion stattfinden.

Aus der Lage des Phantoms und den Projektionen der Lagen der röntgensichtbaren Marker errechnet das Computersystem die dreidimensionale Raumlage der Röntgenquellen (Strahlenfokus), die dreidimensionale Raumlage des Detektors (Bildebene) während der Kalibrierung, sowie weitere Verzeichnungsparameter. Die Lage des Linearbeschleuniger-Isozentrums im Raum wird dem Computersystem mit Hilfe eines weiteren Phantoms bekannt gemacht, wie oben schon beschrieben wurde.

Nunmehr kann die exakte Patientenpositionierung gemäß der vorliegenden Erfindung durchgeführt werden. Dazu wird der Patient P auf die Patientenliege 4 gelegt und gegenüber dem Linearbeschleuniger 1 zunächst möglichst exakt in Behandlungsposition vorpositioniert. Diese Vorpositionierung kann über das Trackingsystem mit am Patienten angebrachten Markern 13 erfolgen; sie kann aber auch manuell oder mittels einer anderen Methode durchgeführt werden.

Im nächsten Schritt wird der Patient P wieder mit einem definierten Versatz aus der Vorpositionierung herausgefahren und zwar in eine Aufnahmeposition I, wie sie beispielsweise in Figur 5 dargestellt ist. Die Aufnahmeposition I zeichnet sich dadurch aus, dass die zu bestrahlende Region bei Verwendung der Röntgenquelle 3 auf den Detektor 6 projiziert wird. Die Patientenverschiebung kann durch direkte Ansteuerung der Patientenliege 4 mit Hilfe von Koordinaten erfolgen, durch Steuerung der Patientenliege 4 mit Hilfe des Trackingsystems und am Patienten P oder an der Liege 4 angebrachten Markern 13. Ferner kann der Patient P auch manuell verschoben werden. Wie schon vorher bemerkt, liegt die Aufnahmeposition I außerhalb des Bestrahlungsbereiches des Linearbeschleunigers 1 und die Verschiebung des Patienten gegenüber der Vorpositionierung wird als "Versatz I" abgespeichert. Nunmehr wird ein Röntgenbild ("Röntgenbild-Ist-Position-I") mit Hilfe der Röntgenquelle 3 und dem Detektor 6 aufgenommen und zum Computersystem transferiert.

Die Lage des Bilddetektors 6 im Raum während der Aufnahme von "Röntgenbild-Ist-Position-I" wird ermittelt. Dies kann durch Kantendetektion im Röntgenbild bei bekannter Blendenstellung und Blendenform der Röntgenquelle erfolgen. Optional kann auch die während der Kalibrierung ermittelte Detektorposition zur Berechnung der aktuellen Detektorposition herangezogen werden, falls der Detektor nur vertikal verfahren wird. Ferner ist auch das Verfolgen von am Detektor 6 angebrachten Markierungen 10 mit Hilfe des Trackingsystems möglich.

In einem weiteren Schritt wird der Patient P nunmehr in die Aufnahmeposition II gefahren, die in Figur 6 dargestellt ist. Die Aufnahmeposition II zeichnet sich dadurch aus, dass die zu bestrahlende Region, der Bestrahlungszielpunkt T, bei Verwendung der Röntgenquelle 2 auf den Detektor 6 projiziert wird. Auch hier kann die Verschiebung durch die oben schon angegebenen Maßnahmen erfolgen. Auch die Aufnahmeposition II liegt außerhalb des Bestrahlungsbereiches des Linearbeschleunigers und die Verschiebung des Patienten gegenüber der Aufnahmeposition I wird als "Versatz II" abgespeichert.

Danach wird ein Röntgenbild ("Röntgenbild-Ist-Position-II") mit Hilfe der Röntgenquelle 2 erstellt und mit dem Röntgendetektor 6 aufgenommen und zum Computersystem transferiert.

Auch in diesem Zustand wird die Lage des Bilddetektors 6 im Raum durch die vorher schon aufgeführten Maßnahmen ermittelt.

Im Weiteren folgt nun die Erstellung der den Röntgenaufnahmen entsprechenden rekonstruierten Bilder oder virtuellen Röntgenbilder (DRRs =Digitally Reconstructed Radio Graphs). In Figur 8 ist die Erzeugung zweier rekonstruierter Bilder schematisch erläutert. Hierzu wird ein Computertomographie-Scan-Datensatz 20 verwendet, der vorher von dem Patienten erstellt wurde. Er wird in Figur 8 durch eine Vielzahl hintereinander angeordneter Schnittbilder veranschaulicht. Mit den bekannten Positionsdaten der Strahlungsquellen 2 und 3, die hier den virtuellen Strahlungsquellen 16 und 15 entsprechen, werden nun anhand der eingescannten Daten entsprechend rekonstruierte Röntgenbilder 14a und 14b erzeugt. Die Zentralstrahlen sind in Figur 2 mit 17a und 17b bezeichnet.

Eingangsdaten für die Erzeugung der rekonstruierten Bilder, die im weiteren auch DRRs (Digitally Reconstructed Radio Graphs) genannt werden, sind zum einen die Positionen der Strahlungsquellen 15 und 16. Als zweite Eingangsgröße muss dann die räumliche Anordnung derjenigen Ebene vorgegeben werden, in der das Röntgenbild erstellt wird und zwar sowohl hinsichtlich des Abstandes zur Strahlungsquelle als auch hinsichtlich ihrer Verkipfung. Mit anderen Worten müssen die virtuellen Röntgenfilme 14a und 14b genau in der gleichen Weise angeordnet sein, wie die Filme oder Detektorflächen aus den tatsächlichen Röntgenaufnahmen, um die Bilder überlagerbar zu machen. Wenn die Röntgenbildebene und die Richtung des Zentralstrahles genau bekannt sind (diese Parameter werden wie vorher beschrieben ermittelt) können exakt die entsprechenden DRRs rekonstruiert und zugeordnet werden.

Dabei werden analog zu den real existierenden Röntgenbildern "Ist-Position-I" und "Ist-Position-II" vom Computersystem mit Hilfe des dreidimensionalen Bilddatensatzes virtuelle Röntgenbilder (DRRs) berechnet, welche den "Soll-Bildinhalt" der realen Röntgenbilder definieren. Dabei wird wie folgt vorgegangen, wobei alle Schritte komplett virtuell von der Software des Computersystems durchgeführt werden:

Der dreidimensionale Bilddatensatz wird im virtuellen Raum "richtig" positioniert. Dies bedeutet in diesem Fall, dass der definierte Bestrahlungszielpunkt exakt auf der dem Computer bekannten Isozentrums-Position liegt und richtig orientiert ist. Danach wird der Bilddatensatz virtuell in Richtung der realen "Röntgenbild-Ist-Position-I" mit "Versatz I" verschoben.

Röntgenquelle 3 und Detektor 6 werden virtuell raumrichtig, d.h. an den zuvor ermittelten dreidimensionalen Positionen angeordnet. Raumrichtig bedeutet in diesem Fall, dass die während der Kalibrierung ermittelten Anlageparameter exklusive Detektorposition verwendet werden. Als Detektorposition wird die während der Aufnahme von "Röntgenbild-Ist-Position-I" ermittelte Position berücksichtigt.

Das "Soll-Röntgenbild-DRR-I" wird durch virtuelle Durchleuchtung des dreidimensionalen Bilddatensatzes (unter Berücksichtigung der Detektorgröße und der Skalierung des Datensatzes) generiert. Damit sind "Soll-Röntgenbild-DRR-I" und "Röntgenbild-Ist-Position-I" gleich groß; das "Soll-Röntgenbild-DRR-I" enthält jedoch keine Schatten der Blenden.

Danach wird der Datensatz virtuell in Richtung der realen "Röntgenbild-Ist-Position-II" mit "Versatz II" verschoben.

Auch hier werden die Röntgenquelle 2 und der Detektor virtuell raumrichtig, d.h. an den zuvor ermittelten dreidimensionalen Positionen angeordnet, was in diesem Fall bedeutet, dass die während der Kalibrierung ermittelten Anlageparameter ohne die Detektorposition verwendet werden. Als Detektorposition wird die während der Aufnahme von "Röntgenbild-Ist-Position-II" ermittelte Position berücksichtigt.

Auch das "Soll-Röntgenbild-DRR-II" wird durch virtuelle Durchleuchtung des dreidimensionalen Bilddatensatzes unter Berücksichtigung der Detektorgröße und der Skalierung des Datensatzes generiert, so dass das "Soll-Röntgenbild-DRR-II" und das "Röntgenbild-Ist-Position-II" gleich groß sind, wobei ersteres keine Blendenschatten enthält.

Nun wird das "Röntgenbild-Ist-Position-I" mit dem "Soll-Röntgenbild-DRR-I" und das "Röntgenbild-Ist-Position-II" mit dem "Soll-Röntgenbild-DRR-II" überlagert, wobei das DRR jeweils virtuell bereits raumrichtig auf dem Röntgenbild erzeugt worden ist. Danach erfolgt der Vergleich der jeweils zugeordneten Bilder dadurch, dass die Bildinhalte manuell oder automatisch zur Deckung gebracht werden. Unter "Bildinhalte" versteht man bei dieser Ausführungsform vorwiegend die Projektionen von Knochenstrukturen. Die Schatten der Blenden in den Röntgenbildern bleiben dabei explizit unberücksichtigt. Das automatische "Zur-Deckung-Bringen" basiert auf einem Bildfusionsalgorithmus, der Intensitäts-, Kontur- oder Landmarken basiert sein kann.

Die nötige Verschiebung des jeweiligen "Ist-Positions"-Bildes wird ausgegeben und automatisch auf die reale Position des Patienten umgerechnet. Die dreidimensionale Abhängigkeit der zweidimensionalen Bildpaare findet ebenfalls Berücksichtigung, d.h. eine Verschiebung von "Röntgenbild-Ist-Position-I" in Kopf-Fuß-Richtung führt automatisch zur gleichen Verschiebung in "Röntgenbild-Ist-Position-II". Die so detektierte dreidimensionale Verschiebung wird im folgenden "Kompensation des Positionierungsfehlers" genannt. Für den Fall, dass beide Bildpaare bereits ohne Verschiebung zu 100 % deckungsgleich sind, war die ursprüngliche Vorpositionierung absolut richtig und der Positionierungsfehler damit in allen Raum-

richtungen gleich Null.

Der Patient wird nun abschließend in die korrekte Behandlungsposition gefahren und zwar mittels des Trackingsystems, manuell oder durch eine andere Methode der Verschiebung der Patientenliege. Diese Behandlungsposition ist wie folgt definiert:

$$\text{Behandlungsposition} = \text{aktuelle Position} - \text{Versatz II} - \text{Versatz I} + \\ \text{Kompensation des Positionierungsfehlers}$$

Eine Alternative zur oben angesprochenen Röntgenbilderstellung besteht darin, die "Röntgenbild-Ist-Position-I" und die "Röntgenbild-Ist-Position-II" auf je eine definierte Normalebene rückzuprojizieren. Diese Rückprojektion, die rechnerisch durchgeführt werden kann, ist schematisch in Figur 7 dargestellt, wobei die aus der realen Ebene des Detektors 6 herausgekippte Bildebene 6' für die Bestrahlung mit der Röntgenquelle 3 angedeutet ist. Die dazugehörigen DRRs werden ebenfalls in diesen Ebenen berechnet, vergleiche hierzu Figur 8.

Eine alternative Methode zur Berechnung des Positionierungsfehlers beruht auf der Verwendung von implantierten Markern, wobei bis auf die folgenden Unterschiede ein identisches, oben beschriebenes Verfahren durchgeführt wird:

- Das Positionierungsprinzip beruht nicht auf Knochenstrukturen, sondern auf Markern (z. B. 2 mm Goldkugeln), welche dem Patienten bereits vor der Aufnahme des 3D-Bildsatzes implantiert wurden.
- In "Röntgenbild-Ist-Position-I" und "Röntgenbild-Ist-Position-II" wird die Position der Implantate detektiert (manuell oder automatisch durch Bildverarbeitungssoftware).
- Im 3D-Datensatz wird die Position der Implantate detektiert (manuell oder automatisch auf Basis der Dichte). Die daraufhin berechneten Soll-Röntgenbilder DRR I und DRR II enthalten explizit die projizierten Positionen der Marker. Die Projektion von Knochen und Weichteilen kann entfallen.
- Anschließend werden ausschließlich die Markerpositionen überlagert und daraus eine eventuelle Verschiebung berechnet. Im Fall von geringfügigen Verzerrungen wird auf einen Kompromiss hin optimiert.

Schließlich kann das erfindungsgemäße Positionierungssystem noch erweitert werden und zwar durch eine Berücksichtigung der Atemabhängigkeit der Bestrahlungszielpositionen. Eine atemabhängige bzw. atemgetriggerte Bestrahlung kann durch die folgenden Maßnahmen erzielt werden:

- In den Bildaufnahmepositionen I und II wird nicht nur ein einzelnes Bild, sondern eine schnelle Folge von mehreren Bildern (Videoclip) über einen Zeitraum von einigen Atemzyklen aufgenommen.
- Vom Trackingsystem werden ein oder mehrere am Patienten angebrachte Marker (bevorzugt auf der Brust) verfolgt. Diese Marker bewegen sich atemabhängig. Jedes Mal, wenn von der Röntgenanlage ein Bild aufgenommen wird, wird die zugehörige Markerposition mit abgespeichert.
- In den Videoclips kann unter Umständen die atemabhängige Bewegung des Zielvolumens beobachtet werden. Bevorzugt werden jedoch im Zielvolumen oder in der Nähe des Zielvolumens implantierte Marker verfolgt, welche in den Röntgenbildern immer klar zu erkennen sind.
- Durch dieses Verfahren kann die Bewegung interner Strukturen in Referenz zur Bewegung von externen Markern gesetzt werden. Werden die beiden Videoclips aus Aufnahmeposition I und Aufnahmeposition II über die externen Markerpositionen einander zugeordnet, so kann über aktuelle Position der externen Marker auf die 3D Position einer internen Struktur geschlossen werden.
- Dies kann zum Beispiel verwendet werden um die Strahlung des Bestrahlungsgerätes nur dann zu aktivieren, wenn das Zielvolumen innerhalb des Bestrahlungsstrahles liegt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit den folgenden Schritten:
 - a) der Patient wird gegenüber einem Linearbeschleuniger möglichst genau vorpositioniert,
 - b) mindestens zwei Röntgenaufnahmen des Patienten bzw. eines seiner Körperteile in der Umgebung des Bestrahlungszielpunktes werden aus jeweils unterschiedlichen Aufnahmewinkeln auf einem einzigen Bildaufnehmer erstellt,
 - c) die Röntgenaufnahme wird räumlich lokalisiert,
 - d) mindestens ein jeder Röntgenaufnahme entsprechendes, aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz stammendes rekonstruiertes Bild wird erstellt, wobei die rekonstruierten Bilder den Soll-Bildinhalt der jeweiligen Röntgenaufnahme bei korrekter Patienten-Positionierung vorgeben,
 - e) die rekonstruierten Bilder und die Röntgenaufnahmen werden überlagert und anhand bestimmter Landmarken in beiden Bildern wird der Positionsfehler elektronisch bzw. computergesteuert ermittelt, und
 - f) die Lage des Patienten wird anhand des ermittelten Positionierungsfehlers korrigiert.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Röntgenaufnahmen in definiert gegenüber der Vorpositionierung versetzten Positionen außerhalb des Bestrahlungsbereiches des Linearbeschleunigers erstellt werden, wobei die rekonstruierten Bilder mit demselben Versatz erstellt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem mit der Lagekorrektur des Patienten der definierte Versatz kompensiert wird.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem die Röntgenaufnahmen auf einem horizontal im Raum angeordneten Bildaufnehmer im schrägen Winkel erstellt und

auf je eine definierte Normalebene rückprojiziert werden, wobei die dazugehörigen rekonstruierten Bilder ebenfalls in diesen Normalebenen erstellt werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Vorpositionierung mittels eines computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystems mit Hilfe künstlicher, insbesondere reflektierender Markieranordnungen an dem Patienten und an den Behandlungseinrichtungen erfolgt.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die Vorpositionierung über Hautmarkierungen an dem Patienten, über natürliche Landmarken oder Lasermarkierungen erfolgt.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem die Überlagerung der Röntgenaufnahmen und der rekonstruierten Bilder anhand von natürlichen, in den Röntgenaufnahmen und den rekonstruierten Bildern vorhandenen Strukturen, insbesondere Knochenstrukturen durchgeführt wird.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem die Überlagerung der Röntgenaufnahmen und der rekonstruierten Bilder anhand von künstlichen in den Röntgenaufnahmen und den rekonstruierten Bildern vorhandenen Strukturen, insbesondere implantierten Markern, bevorzugt Goldkugeln durchgeführt wird.
9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8, bei dem die Überlagerung der Röntgenaufnahme und des rekonstruierten Bildes durch ein manuelles Markieren und Übereinanderverschieben auf einem Computerbildschirm erfolgt.
10. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8, bei dem die Überlagerung der Röntgenaufnahme und des rekonstruierten Bildes durch eine rechnergesteuerte automatische Bildfusion erfolgt.

11. Verfahren einem der Ansprüche 1 bis 10, bei dem das rekonstruierte Bild bzw. die rekonstruierten Bilder erstellt werden als:
 - Digitally reconstructed Radiographs (DRRs),
 - Digitally Composited Radiographs (DCRs),
 - MIP-Images,oder als jedwede zweidimensionale Bildrekonstruktion aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz.
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, bei dem die Lage des Patienten durch die Verschiebung des Patiententisches verändert wird, insbesondere automatisch angesteuert und korrigiert durch ein computer- und kameragesteuertes Navigations- und Trackingsystem mit Markern am Patienten und an dem Patiententisch.
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, bei dem die Lage des Patienten durch eine manuelle Tischansteuerung korrigiert wird.
14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, bei dem bei der Erstellung der Röntgenaufnahmen aus den unterschiedlichen Aufnahmewinkeln jeweils aus jedem Winkel eine Vielzahl von Bildern über einen Atemzyklus erstellt werden und dabei die atemabhängige Bewegung von am Patienten oder in der Nähe des Bestrahlungsziels angebrachten Markierungen von einem computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystem erfasst und zu der in den Bildern direkt bzw. indirekt (z.B. durch implantierte Marker) sichtbaren dynamischen Zielpunktverschiebung in Referenz gesetzt wird, um die atmungsbedingte Zielpunktverschiebung während der Bestrahlung zu berücksichtigen.
15. Vorrichtung zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit:
 - a) mindestens zwei Röntgenquellen (2, 3), mit denen Röntgenaufnahmen des Patienten (P) bzw. eines seiner Körperteile in der Umgebung des Bestrahlungsziel-

punktes (T) aus jeweils unterschiedlichen Aufnahmewinkeln erstellt werden können,

- b) einer Einrichtung mit der die Röntgenaufnahme räumlich lokalisiert werden kann,
 - c) einer Einrichtung mit der mindestens ein jeder Röntgenaufnahme entsprechendes, aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz stammendes rekonstruiertes Bild erstellt werden kann,
 - d) einer Einrichtung mit der die rekonstruierten Bilder und die Röntgenaufnahmen überlagert werden, wobei anhand bestimmter Landmarken bzw. des Intensitätsverlaufs oder der Konturen in beiden Bildern der Positionsfehler elektronisch bzw. computergesteuert ermittelt wird, und
 - e) einer Einrichtung, mit der die Lage des Patienten gegenüber einem Linearbeschleuniger (1) anhand des ermittelten Positionierungsfehlers korrigiert wird,
 - f) dadurch gekennzeichnet, dass
 - g) die Vorrichtung nur einen einzigen Bildaufnehmer (6) aufweist, mit dem die Röntgenaufnahmen beider Röntgenquellen erstellt werden.
16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Bildaufnehmer (6) ein Bildverstärker oder Detektor, der insbesondere amorphes Silizium aufweist.
17. Vorrichtung nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass der Bildaufnehmer (6) an einem Träger (5) für eine bewegbare Patientenliege (4) positioniert ist.
18. Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass der Bildaufnehmer (6) zusammen mit der Patientenliege (4) und dem Träger (5) in vertikaler Richtung verfahren werden kann, während er horizontal ortsfest angeordnet ist.
19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die beiden Röntgenquellen (2, 3) jeweils seitlich über einer Patientenliege (4) angeordnet sind, insbesondere befestigt an der Raumdecke.

20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die beiden Röntgenquellen (2, 3) jeweils seitlich unter einer Patientenliege (4) angeordnet sind, wobei der Bildaufnehmer oberhalb der Patientenliege (4) positioniert ist.

Zusammenfassung

Verfahren zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit den folgenden Schritten: der Patient wird gegenüber einem Linearbeschleuniger möglichst genau vorpositioniert, mindestens zwei Röntgenaufnahmen des Patienten bzw. eines seiner Körperteile in der Umgebung des Bestrahlungszielpunktes werden aus jeweils unterschiedlichen Aufnahmewinkeln auf einem einzigen Bildaufnehmer erstellt, die Röntgenaufnahme wird räumlich lokalisiert, mindestens ein jeder Röntgenaufnahme entsprechendes, aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz stammendes rekonstruiertes Bild wird erstellt, die rekonstruierten Bilder, welche die Soll-Bildinhalte der Röntgenaufnahmen beinhalten, und die reellen Röntgenaufnahmen werden überlagert und anhand bestimmter Landmarken bzw. des Intensitätsverlaufs oder der Konturen in beiden Bildern wird der Positionsfehler elektronisch bzw. computergesteuert ermittelt, und die Lage des Patienten anhand des ermittelten Positionierungsfehlers korrigiert.

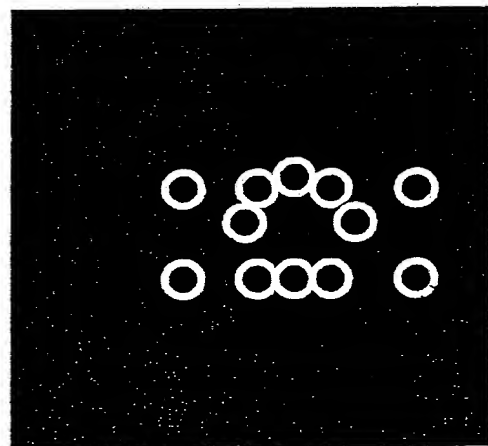
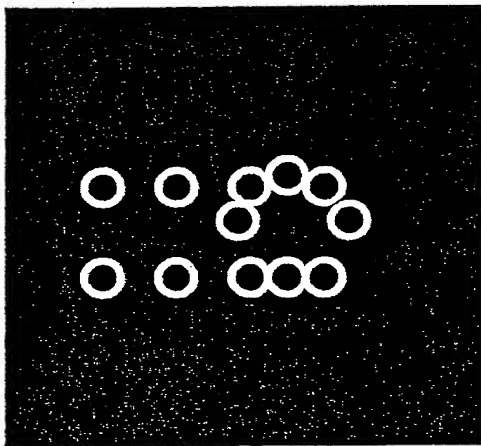
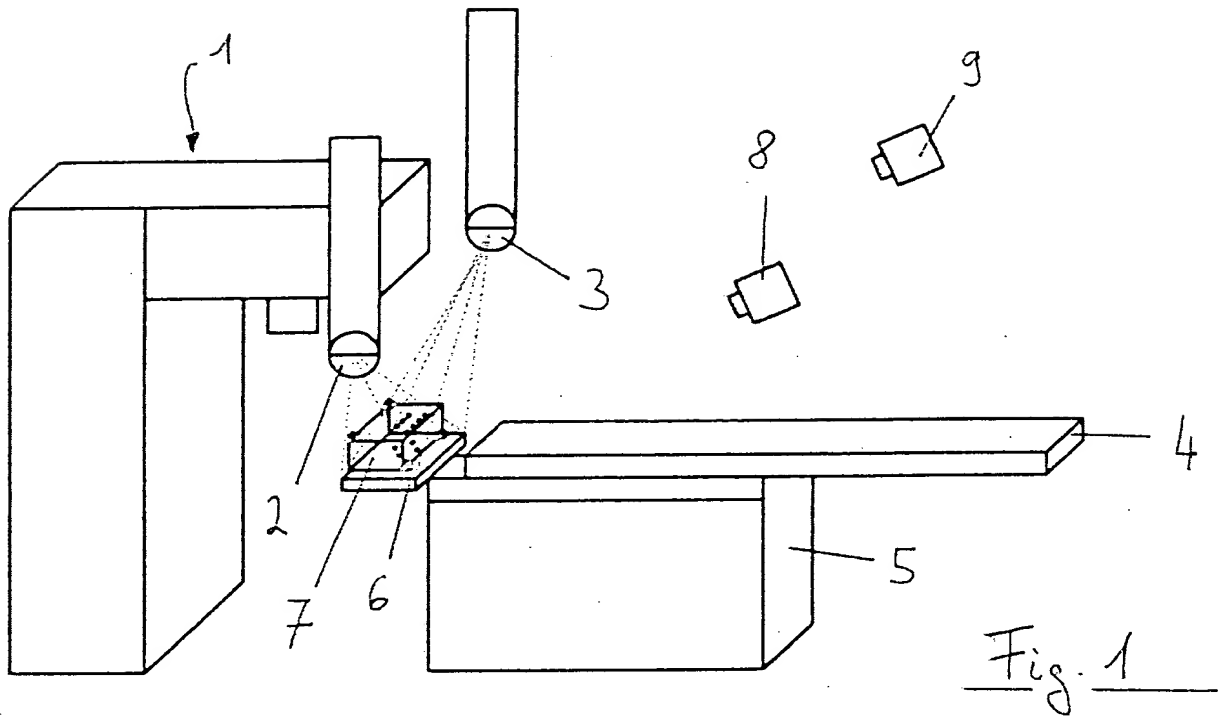


Fig. 2

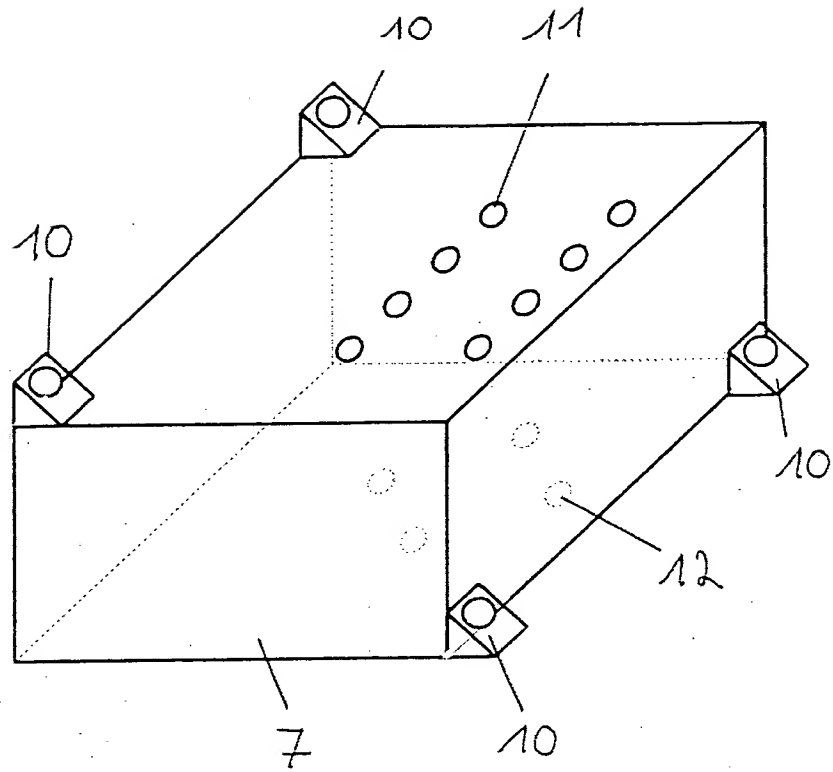


Fig. 3

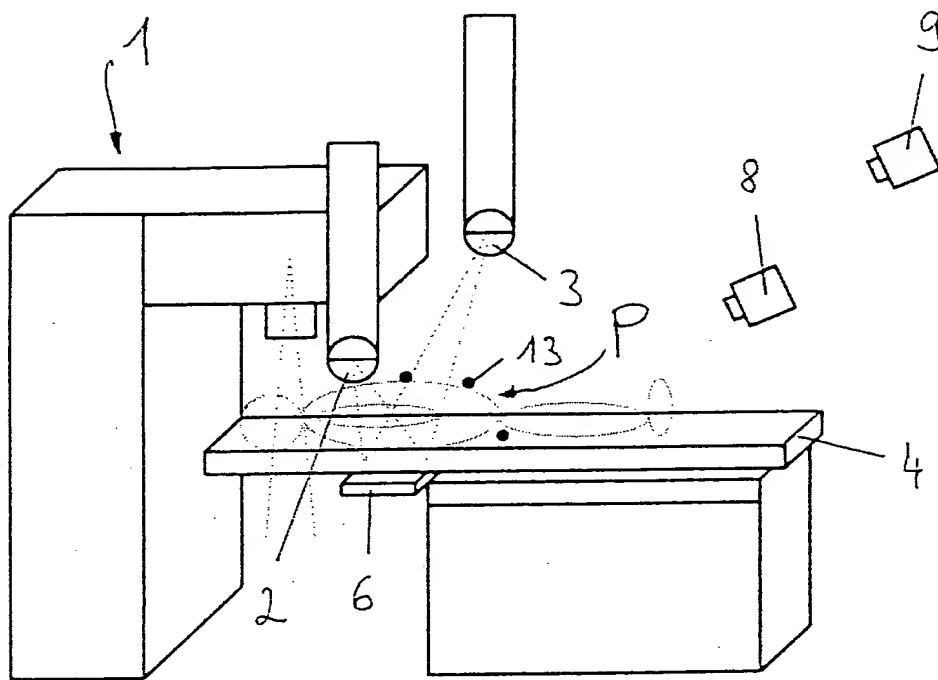


Fig. 4

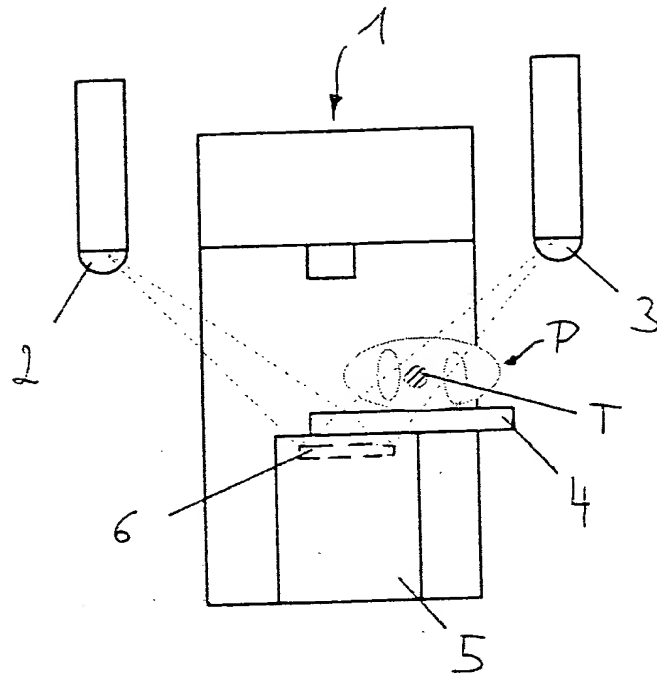


Fig. 5-

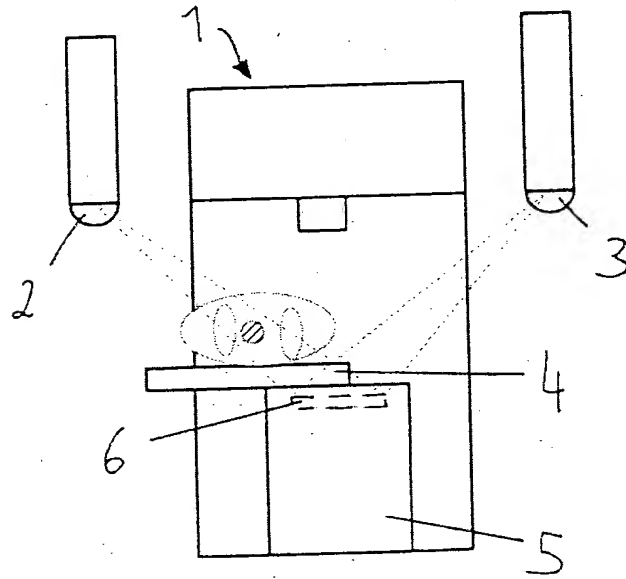


Fig. 6

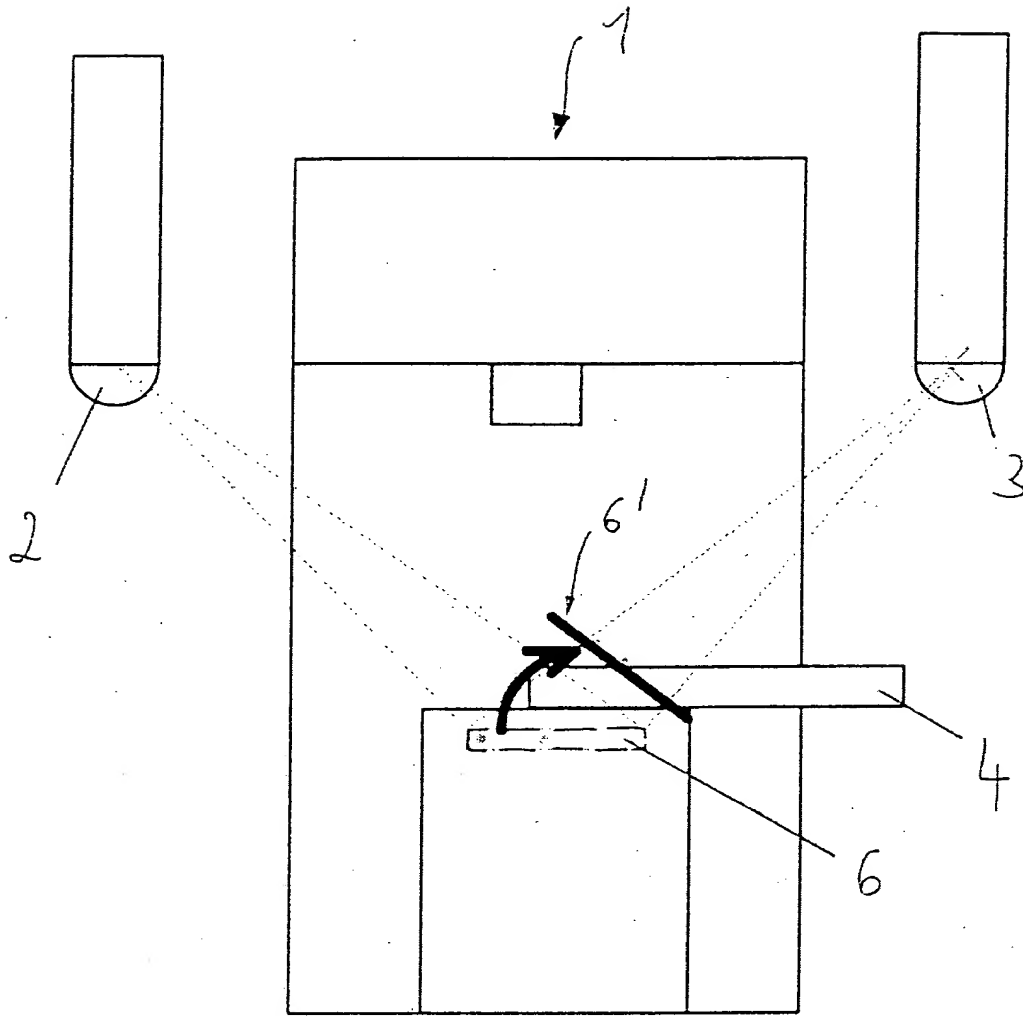


Fig. 7

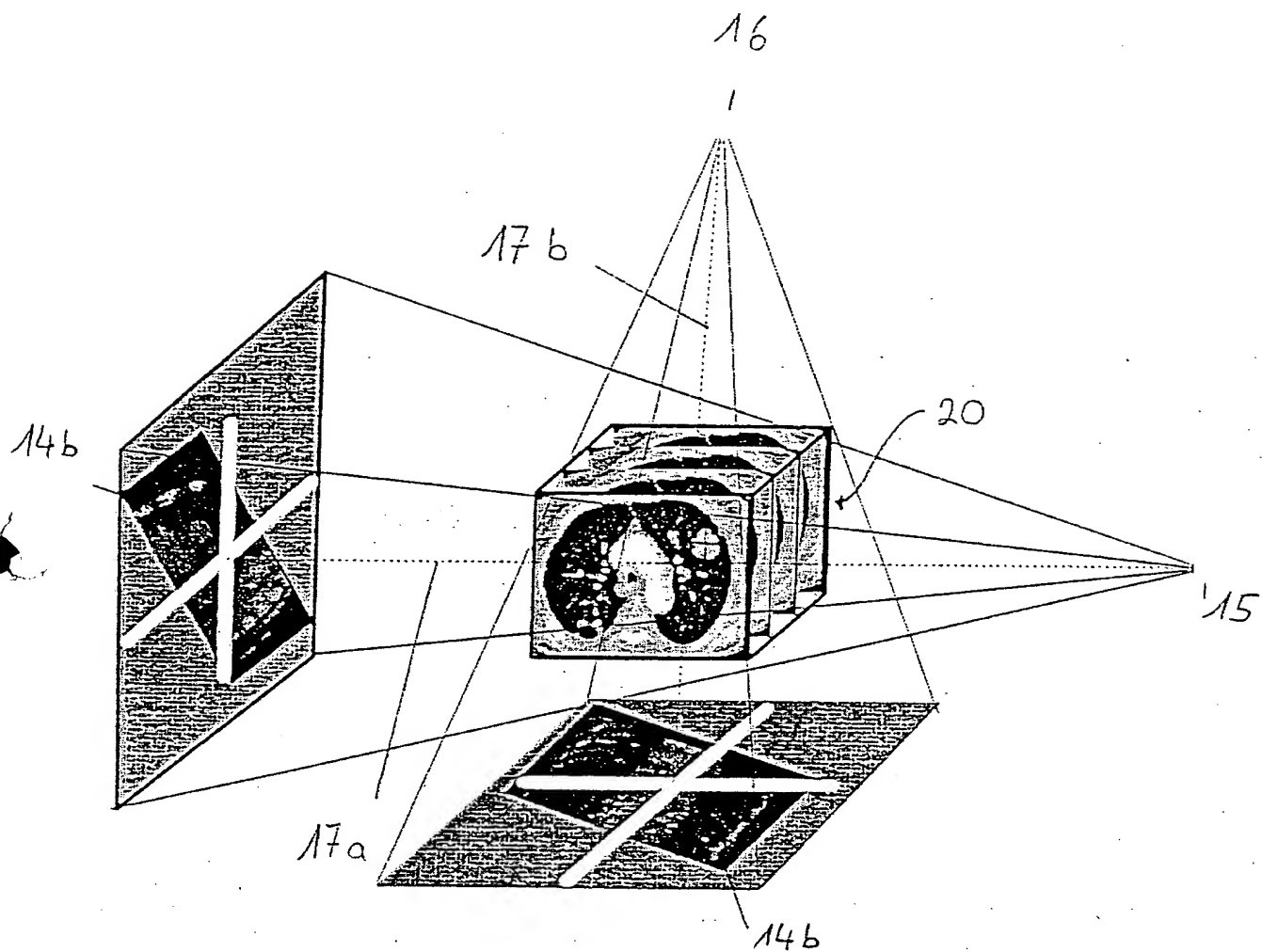


Fig. 8